

BLOOD PURIFYING DEVICE**Publication number:** JP2001321436**Publication date:** 2001-11-20**Inventor:** KARAKAMA ATSUSHI; MURATA KENGO**Applicant:** ASAHI MEDICAL CO**Classification:**

- International: F04C5/00; A61M1/02; A61M1/10; A61M1/14;
F04C5/00; A61M1/02; A61M1/10; A61M1/14; (IPC1-7):
A61M1/10; A61M1/02; A61M1/14; F04C5/00

- European:

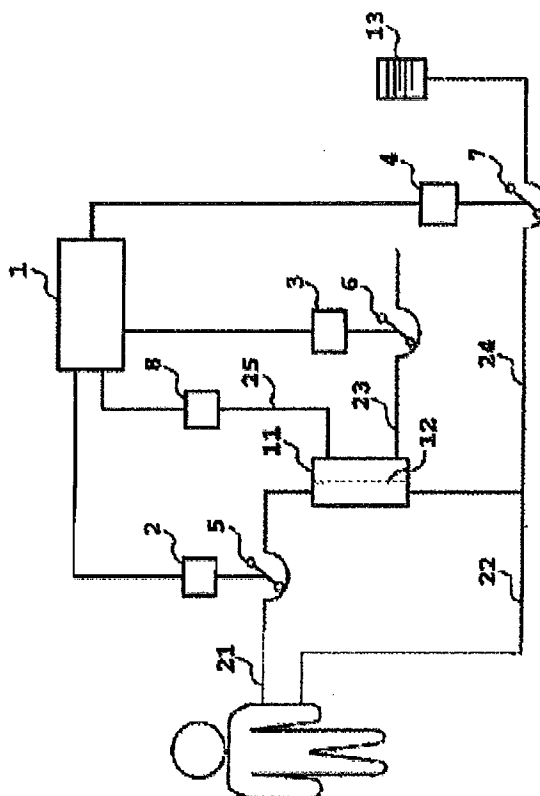
Application number: JP20000140576 20000512**Priority number(s):** JP20000140576 20000512

Report a data error here

Abstract of JP2001321436

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a blood purifying device in which the flow rate accuracy of a delivered liquid by a tube pump can be improved to reduce the burden of an operator and reduce the size, weight and the production cost of the entire device, by optimally controlling the blood purifying device while giving consideration to the characteristics of a rotation-type tube employed for the blood purifying device.

SOLUTION: In order to control the rotation-type tube pump used as a separation pump 6, a relational expression is used, which defines the discharge quantity T per one rotation of the tube pump as a function $T(Q, P)$ of a target flow rate Q and an inlet pressure P .



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-321436
(P2001-321436A)

(43) 公開日 平成13年11月20日 (2001. 11. 20)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テームト* (参考)
A 6 1 M 1/10	5 2 5	A 6 1 M 1/10	5 2 5 4 C 0 7 7
1/02	5 0 0	1/02	5 0 0
1/14	5 3 0	1/14	5 3 0
F 0 4 C 5/00	3 4 1	F 0 4 C 5/00	3 4 1 N

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願2000-140576(P2000-140576)

(22) 出願日 平成12年5月12日 (2000. 5. 12)

(71) 出願人 000116806

旭メディカル株式会社
東京都千代田区神田美土代町9番地1

(72) 発明者 唐鎌 厚志

静岡県富士市前田蒲嶋354-2 旭メディカル株式会社内

(72) 発明者 村田 賢悟

静岡県富士市前田蒲嶋354-2 旭メディカル株式会社内

(74) 代理人 100077481

弁理士 谷 義一

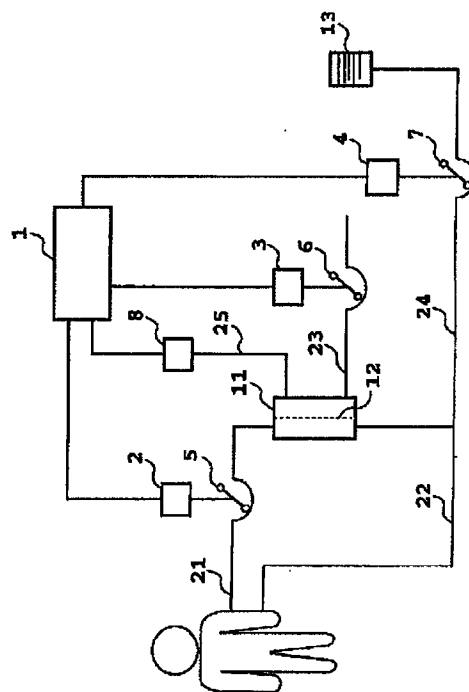
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血液浄化装置

(57) 【要約】

【課題】 血液浄化装置に用いられる回転式のチューブポンプの特性を考慮した最適な制御により、チューブポンプによる送液の流量精度を向上させることができ、操作者の負担の軽減と、装置全体の小型化、軽量化、および低価格化を図ることができる血液浄化装置を提供すること。

【解決手段】 分離ポンプ6として用いられる回転式のチューブポンプを制御するために、そのチューブポンプの1回転当たりの吐出量Tを目標流量Qと入口圧Pの関数T (Q, P) する関係式を用いる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 回転式のチューブポンプを用い、患者の血液を導入して処理した後に再び患者に戻す血液浄化装置において、

前記チューブポンプの回転速度を R 、1 回転当たりの吐出量を T 、目標流量を Q 、入口側の圧力を入口圧 P 、変換定数を C としたときに、吐出量 T を目標流量 Q と入口圧 P の関数 $T(Q, P)$ とする関係式 $Q = R \cdot T(Q, P) \cdot C$ を用いて、前記チューブポンプを制御する制御手段を備え、

前記吐出量 T の関数 $T(Q, P)$ は、関係式 $Q = R \cdot T \cdot C$ を用いて、吐出量 T を一定と仮定したまま目標流量 Q と圧力 P を変数として目標流量 Q と実測流量との流量誤差を測定したときの測定結果に基づき、前記流量誤差の二乗平均を最小とする最小二乗法によって求められたものであることを特徴とする血液浄化装置。

【請求項 2】 患者から導入した血液を濾過処理する血液濾過器を備え、

前記チューブポンプは、前記血液濾過器から分離される血液濾過液の分離路中に備えられた分離ポンプであることを特徴とする請求項 1 に記載の血液浄化装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、患者の血液を導入して処理した後に再び患者に戻す血液浄化装置に関し、さらに具体的には、血液を血液濾過器に導入して血液中の不要物質あるいは病因物質を取り除く療法、血液濾過療法、血液透析療法、血液濾過透析療法、血漿交換療法、二重濾過療法、吸着式血液浄化療法または血漿吸着療法などに用いて好適な血液浄化装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 血液濾過療法および血漿交換療法は、患者の血液を血液濾過器に通して、濾過膜により血液濾過液を分離し、その濾過液分離後の血液と共に、補液を患者の体内に戻すものである。濾過膜によって分離された血液濾過液は、外部に排出される。これらの治療の場合には、血液濾過器に血液を循環させる血液ポンプと、血液濾過器から濾過液を排出する分離ポンプと、患者に補液を注入する返液ポンプが備えられており、それらのポンプは、濾過液の排出量と補液の注入量との関係などに基づいて制御される。また、これらのポンプとしては、回転式のチューブポンプが用いられている。そのチューブポンプは、送液路を形成する弾性のチューブと、外周部に複数のローラが取り付けられた回転体を備えており、その回転体が回転することにより、複数のローラがチューブをしごきながら送液動作をする構成となっている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 従来より、血液を血液

濾過器に導入して、血液中の病因物質を取り除く療法を実施する装置は知られている。しかしながら、このような装置に用いられるチューブポンプは、その送液量と回転体の回転速度が線形の比例関係にあるとして制御されていた。つまり、単に、チューブポンプの目標とする送液量に応じた回転速度を維持するように、チューブポンプの回転速度がフィードバック制御されていた。また、流量誤差を補正する場合には、チューブポンプの実際の送液量を測定し、それが目標の送液量となるように回転速度を調整していた。しかし、このような調整作業は煩雑であり、また熟練を要した。また、誤操作を招きやすいという観点から、常時、患者を監視することが強いられるという問題もあった。

【0004】 一方、補液の注入量や血液濾過液の排出量を重量計などを用いて計測しながら、それぞれのチューブポンプを自動制御する方法も提案されている。しかし、補液を補充したり血液濾過液を廃棄する際には、一度、装置を停止して治療を止めなければならず、煩雑な手順の作業が必要となる。また、治療中に誤って補液の補充や血液濾過液の廃棄をした場合には、制御の誤差を生じることがある。また、チューブポンプの自動制御のために必要となる重量計や付帯設備の増加に伴ない、装置全体の大大型化および高価格化を招いていた。

【0005】 本発明の目的は、血液浄化装置に用いられる回転式のチューブポンプの特性を考慮した最適な制御により、チューブポンプによる送液の流量精度を向上させることができ、操作者の負担の軽減と、装置全体の小小型化、軽量化、および低価格化を図ることができる血液浄化装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】 本発明の血液浄化装置は、回転式のチューブポンプを用い、患者の血液を導入して処理した後に再び患者に戻す血液浄化装置において、前記チューブポンプの回転速度を R 、1 回転当たりの吐出量を T 、目標流量を Q 、入口側の圧力を入口圧 P 、変換定数を C としたときに、吐出量 T を目標流量 Q と入口圧 P の関数 $T(Q, P)$ とする関係式 $Q = R \cdot T(Q, P) \cdot C$ を用いて、前記チューブポンプを制御する制御手段を備え、前記吐出量 T の関数 $T(Q, P)$ は、関係式 $Q = R \cdot T \cdot C$ を用いて、吐出量 T を一定と仮定したまま目標流量 Q と圧力 P を変数として目標流量 Q と実測流量との流量誤差を測定したときの測定結果に基づき、前記流量誤差の二乗平均を最小とする最小二乗法によって求められたものであることを特徴とする。

【0007】

【発明の実施の形態】 以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0008】 図 1 は、本発明の一実施形態の概略構成図であり、本例の血液浄化装置は、血漿交換療法を実施するための装置としての適用例である。回転式のチューブ

ポンプである血液ポンプ5によって、患者の体内から血液が取り出される。その血液は、採血ライン21を通り、濾過膜（または、半透膜）12を収容した血液濾過器11に導入されてから、返血ライン22を通して再び患者の体内に戻される。これらのライン21、22によって、血液循環路が形成されている。血液濾過器11の濾過膜12によって濾過された血液濾過液（血液成分）は、分離ライン23中に介在する分離ポンプ6によって排液される。この分離ポンプ6も回転式のチューブポンプである。また、補液13は、補液ライン24中に介在する返漿ポンプ7によって、返血ライン22に送液される。その返漿ポンプ7も回転式のチューブポンプである。

【0009】2は、血液ポンプ5を駆動するための血液ポンプ用モータ、3は、分離ポンプ6を駆動するための分離ポンプ用モータ、4は、返漿ポンプ7を駆動するための返漿ポンプ用モータである。また、血液濾過器11には、濾過圧を測定するための濾過圧ライン25が接続されており、その濾過圧ライン25の圧力が圧力変換器8によって電気信号に変換され、その電気信号が制御部（制御手段）1に伝達される。制御部1は、それぞれのモータ2、3、4を駆動制御する。

【0010】回転式のチューブポンプとしての血液ポンプ5、分離ポンプ6、および返漿ポンプ7のそれぞれは、送液路を形成する弾性のチューブと、外周部に複数のローラが取り付けられた回転体を備えており、その回転体が回転することにより、複数のローラがチューブをしごきながら送液動作をする構成となっている。チューブは円弧状に規制されており、その円弧の中心が回転体の回転中心となり、複数のローラは、公転しつつ自転することによりチューブをしごいて送液する。

【0011】ここで、このような回転式のチューブポンプの特性について説明する。

【0012】チューブポンプの回転体の公転速度を回転速度R、チューブポンプの1回転させたときの送液量をポンプ1回転当たりの吐出量T、チューブポンプの単位時間当たりの目標とする送液量を目標流量Qとし、そして、目標流量Qと回転速度Rを比例関係とし、さらにポンプ1回転当たりの吐出量Tを一定と仮定した場合には、下記の関係式（1）が成立する。Cは変換定数である。

$$【0013】 Q = R \cdot T \cdot C \quad \dots (1)$$

この関係式（1）を用い、ポンプ1回転当たりの吐出量Tを一定と仮定して、回転速度Rを目標流量Qに応じて制御した場合、その目標流量Qに対する実測流量（実際に計測した流量）Q'の誤差e1（ $= (Q' - Q) / Q$ ）は、図2のように現れる。目標流量Qが小さくなる程、大きな誤差e1が生じることが分かる。また、関係式（1）を用いて、ポンプ1回転当たりの吐出量Tを一定と仮定し、そして目標流量Qを一定に保ったまま、

チューブポンプの入口の圧力を（入口圧）Pを変化させた場合、誤差e2（ $= (Q' - Q) / Q$ ）は、図3のように現れる。入口圧Pが低くなる程、実測流量Q'が目標流量Qよりも小さくなり、逆に、入口圧Pが高くなる程、実測流量Q'が目標流量Qよりも大きくなるということが分かる。

【0014】本発明は、このようなチューブポンプの特性に着眼し、誤差e1、e2をなくすように回転速度Rを制御する。

【0015】すなわち、ポンプ1回転当たりの吐出量Tを目標流量Qと入口圧Pの関数T（Q, P）とし、下記の関係式（2）を用いてチューブポンプを制御する。

$$【0016】 Q = R \cdot T(Q, P) \cdot C \quad \dots (2)$$

ポンプ1回転当たりの吐出量Tの関数T（Q, P）は、次のようにして求める。まず、前述した関係式（1）を用い、ポンプ1回転当たりの吐出量Tを一定と仮定したまま、目標流量Qと圧力Pを変数として、目標流量Qと実測流量Q'との流量誤差を測定する。そして、その流量誤差を最小とする最小二乗法によって、ポンプ1回転当たりの吐出量Tの関数T（Q, P）を求める。

【0017】図4は、このようにして求めた関数T

（Q, P）の一例を示す。図4から明らかなように、一定の目標流量Qにおいて、入口圧Pが低くなった場合には、ポンプ1回転当たりの吐出量Tが小さくなるため、結果的に、回転速度Rが大きくなるように制御されることになる。また、一定の目標流量Qにおいて、逆に、入口圧Pが高くなった場合には、ポンプ1回転当たりの吐出量Tが大きくなるため、結果的に、回転速度Rが小さくなるように制御される。一方、一定の0 [mmHg]の入口圧Pにおいて、目標流量Qを小さくした場合には、ポンプ1回転当たりの吐出量Tが大きくなり、結果的に、回転速度Rが小さくなるように制御されることになる。また、一定の0 [mmHg]の入口圧Pにおいて、逆に、目標流量Qを大きくした場合には、ポンプ1回転当たりの吐出量Tが小さくなり、結果的に、回転速度Rが大きくなるように制御される。

【0018】このように、ポンプ1回転当たりの吐出量Tを目標流量Qと入口圧Pの関数T（Q, P）とする関係式（2）を用いて、チューブポンプを制御することにより、チューブポンプによる送液の流量精度が向上することになる。

【0019】図1の血液浄化装置においては、分離ポンプ6の入口圧Pを圧力変換器8によって測定し、その入口圧Pと関係式（2）を用いて、分離ポンプ6を制御することができる。血液ポンプ5と返漿ポンプ7に関しては、それらの入口圧Pの変化が小さいため、それらの入口圧Pを一定として、関係式（2）を用いた制御をする。送液の流量精度をさらに向上させるためには、血液ポンプ5と返漿ポンプ7の入口圧Pを測定して、その入口圧Pと関係式（2）を用いて、それらの血液ポンプ5

5

と返漿ポンプ7を制御すればよい。

【0020】（他の実施形態）図5は、本発明の他の実施形態の概略構成図であり、本例の血液浄化装置は、吸着式血液浄化療法を実施するための装置としての適用例である。本例の場合は、採血ライン21と返血ライン22によって形成される血液循環路中に、回転式のチューブポンプである血液ポンプ5と共に、血液吸着器30を備えた構成となっている。血液吸着器30は、活性炭や陰イオン交換樹脂などの吸着体を備えており、その吸着体によって血液中の病因物質を吸着する。

【0021】血液ポンプ5を駆動するための血液ポンプモータ2は、制御部1によって制御される。その際には、血液ポンプ5の入口圧Pを測定し、その入口圧Pと関係式(2)を用いて血液ポンプ5を制御する。この結果、血液ポンプ5による送液の流量精度が向上することになる。また、血液ポンプ5の入口圧Pを一定とし、関係式(2)を用いて血液ポンプ5を制御してもよい。

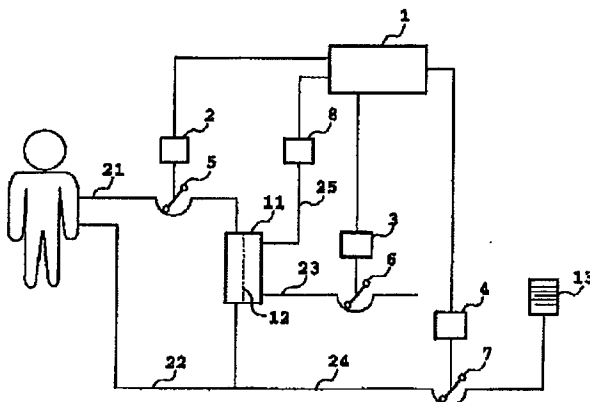
【0022】

【発明の効果】以上説明したように、本発明は、血液浄化装置に用いられる回転式のチューブポンプを制御するために、そのチューブポンプの1回転当たりの吐出量Tを目標流量Qと入口圧Pの関数T(Q, P)する関係式を用いることにより、チューブポンプによる送液の流量精度を向上させることができ、この結果、頻繁な計量作業や調整作業を不要として、操作者の負担を軽減することができると共に、装置全体の小型化、軽量化、および低価格化を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態を示す概略構成図である。*

【図1】



6

*【図2】チューブポンプの1回転当たりの吐出量を一定と仮定して制御したときの目標流量と誤差との関係の説明図である。

【図3】チューブポンプの1回転当たりの吐出量を一定と仮定して制御したときの入口圧と誤差との関係の説明図である。

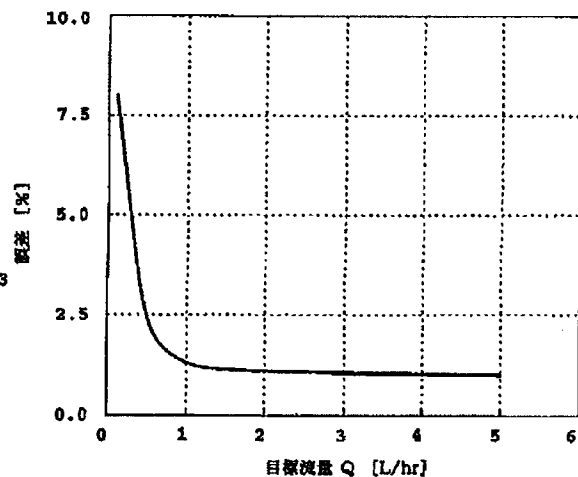
【図4】チューブポンプの1回転当たりの吐出量、目標流量、および入口圧の関係の説明図である。

【図5】本発明の他の実施形態を示す概略構成図である。

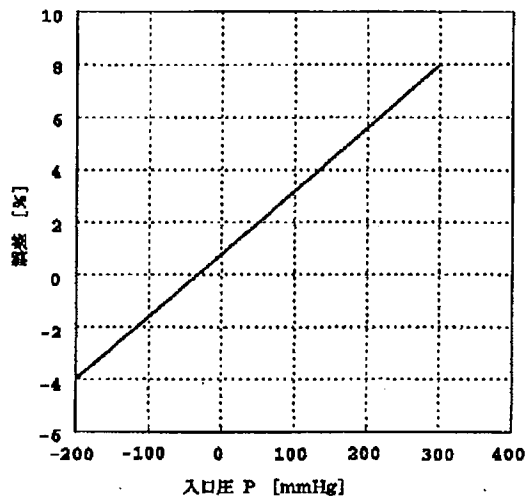
【符号の説明】

- 1 制御部（制御手段）
- 2 血液ポンプ用モータ
- 3 分離ポンプ用モータ
- 4 返漿ポンプ用モータ
- 5 血液ポンプ
- 6 分離ポンプ
- 7 返漿ポンプ
- 8 圧力変換器
- 11 血液濾過器
- 12 血液濾過器の濾過膜
- 13 補液
- 21 採血ライン
- 22 返血ライン
- 23 分離ライン
- 24 補液ライン
- 25 濾過圧ライン
- 30 血液吸着器

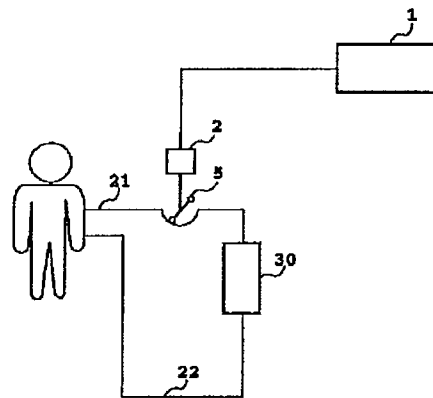
【図2】



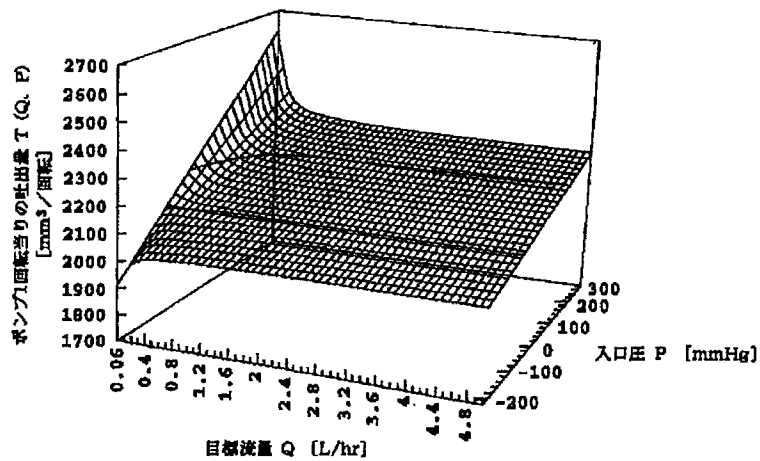
【図3】



【図5】



【図4】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C077 AA05 AA12 BB01 BB02 DD07
 EE01 HH03 HH09 HH15 JJ03
 JJ08 JJ16 JJ19 JJ27 KK23
 KK25 KK27